

**Vergleich von ophthalmoskopisch und
histologisch untersuchten Netzhautläsionen
nach Argonlaserbestrahlung
bei Chinchillakaninchen**

Wolfgang Müller

Gunzenhausen 1986



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Augenklinik der Universität München

Vorstand Prof. Dr. Otto-Erich Lund

Vergleich von ophthalmoskopisch und
histologisch untersuchten Netzhaut-
läsionen nach Argonlaserbestrahlung
bei Chinchillakaninchen

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinische Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Wolfgang Müller
aus
Gunzenhausen
1986

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter:	Prof. Dr. V.-P. Gabel
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. O.-E. Lund
Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter:	Priv.-Doz. Dr. R. Birngruber
Dekan:	Prof. Dr. W. Spann
Tag der mündlichen Prüfung:	27. 11. 86

Meiner
geliebten Frau Sabine und meinem
Sohn Ingo Wolf

Vergleich von ophthalmoskopisch und
histologisch untersuchten Netzhaut-
läsionen nach Argonlaserbestrahlung
bei Chinchillakaninchen

Gliederung

1. Kapitel: Allgemeines

1.1. Einleitung

1.2. Problemstellung und Zielsetzung

2. Kapitel: Material und Methode

2.1. Beschreibung der aus den Versuchsprotokoll
entnommenen Daten:
Laserparameter und ophthalmoskopisch
bestimmte Läsionsdurchmesser

2.2. Beschreibung der histologischen Schnitte

2.3. Auswertung der Histologie

3. Kapitel

Ergebnisse

- 3.1. Die Korrelation der ophthalmoskopisch erkennbaren grauen Randzonen mit den histologisch bestimmten Kernzonen
- 3.2. Die Korrelation der ophthalmoskopisch erkennbaren weißen Kernzonen mit den histologisch bestimmten Kernzonen
- 3.3. Vergleich der Korrelationsgeraden der Korrelationen: Durchmesser ophthalmoskopische Kernzonen bzw. Randzonen mit den histologischen Kernzonen
- 3.4. Die Abhängigkeit der histologisch bestimmten Kernzonendurchmesser der Schädigung von der Bestrahlungsdauer
- 3.5. Die Korrelation der Läsionsvolumina der Kernzonen der Schädigung in der Histologie mit der Bestrahlungsdauer
- 3.6. Diskussion der Ergebnisse

4. Kapitel

Zusammenfassung

Die Photokoagulation mit Laserlicht gewinnt bei der Behandlung von Netzhauterkrankungen seit den frühen sechziger Jahre eine zunehmende klinische Bedeutung. Diese elegante Methode intraokulare, nicht invasive Eingriffe durchzuführen wird vor allem bei der Retinopexie, bei der Gefäßkoagulation und bei der Tumorbehandlung routinemäßig angewandt.

Diesen drei Anwendungsgebieten ist es gemeinsam, daß durch Laserlicht thermische Zerstörungen der Netzhaut und ihrer Unterlage gezielt gesetzt werden, die dann narbig abheilen. Während bei der Netzhautchirurgie dabei die Narbenbildung und die dadurch ausgelöste feste Verbindung zwischen Netzhaut und Unterlage im Vordergrund stehen, wird bei der Gefäßkoagulation pathologisches Gefäßmaterial in die Narben mit einbezogen und dadurch das Blutungsrisiko verringert.

Während sich diese klinischen Anwendungen bereits weltweit einen breiten Raum in der Palette der augenärztlichen Behandlungsmethoden erobert haben, sind noch eine Reihe von grundsätzlichen Fragen, die den biophysikalischen Mechanismus beim Zustandekommen der Läsionen verursachen, ungeklärt. So fällt z.B. bei der Untersuchung von histologischen Schnitten von Läsionsserien auf, daß deren Durchmesser nicht dem Durchmesser der ophthalmoskopisch erkennbaren Weißfärbung entspricht. Will man aber aus dem ophthalmoskopischen Bild von Laserläsionen, wie es sich dem Operateur während der klinischen Anwendung darbietet, Rückschlüsse auf die räumliche Ausdehnung der gesetzten Läsionen erhalten, so können nur vergleichende Untersuchungen zwischen dem ophthalmoskopischen Bild und dem histologischen Präparat Aufschlüsse bringen.

1.2. Problemstellung und Zielsetzung

Der genaue Vergleich von ophthalmoskopisch und histologisch erkennbaren Schadensausdehnungen unter Berücksichtigung der Laserparameter wird dadurch erschwert, daß trotz gleicher äußerer Koagulationsbedingungen unterschiedliche Schadensausdehnungen vorkommen können. Die Ursache hierfür ist, daß die tatsächlich im Pigmentepithel deponierte Energie bei bekannten Laserparametern (Leistung, Bestrahlungsdauer und Fokusedurchmesser) starken Schwankungen unterliegt. Für diese Schwankungen sind zwei Faktoren verantwortlich: Die Variation der optischen Abbildungseigenschaften verschiedener Augen; die unterschiedlichen Pigmentierungen in den verschiedenen pigmentierten Strukturen innerhalb eines Auges in den verschiedenen Regionen und die Unterschiede von Individuum zu Individuum. Der Einfluß dieser Faktoren sollte durch die Beschränkung auf ein Einzelindividuum und kleine Feldareale minimiert werden. Daß unter etwa gleichen Absorptionsbedingungen die Reflexzunahme der Weißfärbung in gleicher Weise mit der Expositionszeit korreliert wurde in einer Untersuchung von Weinberg, W (1981) aufgezeigt. Ziel dieser Arbeit soll es nun sein zu untersuchen, inwieweit die Bestimmung des ophthalmoskopisch erkennbaren Durchmessers der Weißfärbung, bzw. der sich innerhalb von zehn Minuten ausbildenden grauen Randzone ein zuverlässiges Kriterium für die Beurteilung der histologisch erkennbaren Schadensausdehnung ist.

2. Kapitel: Material und Methode

Für den Vergleich von ophthalmoskopisch und histologisch erkennbarer Ausdehnung von Argonlaserläsionen in der Retina von Chinchillakaninchen standen zur Verfügung:

1. Die Versuchsprotokolle von vier Läsionsserien mit insgesamt 19 Einzel-läsionen, die die ophthalmoskopisch bestimmten Läsionsdurchmesser und die entsprechenden Laserparameter erhielten.
2. Die dazugehörigen histologischen Schnitte.

2.1. Beschreibung der aus dem Versuchsprotokoll entnommenen Daten: Laserparameter und oph- thalmoskopisch bestimmte Läsionsdurchmesser

Die Laserkoagulationen wurden in die beiden Augen eines Chinchillakaninchens gesetzt. Das Kaninchen war während der Versuchsdurchführung mit Ketanest® und Rompun® anästhesiert und relaxiert und wurde mit Lachgas und Sauerstoff künstlich beatmet. Nach Beendigung der Laserkoagulationen wurde das Versuchstier durch eine Überdosis Nembutal in Narkose getötet.

Die Versuchsprotokolle, die in einem Tischrechnersystem gespeichert wurden, enthielten die mittels Meßokular an der Spaltlampe gemessenen Durchmesser der Weißfärbung und der grauen Randzone, sowie die Laserparameter: Fokusbereich des Laserstrahls, Laserleistung und Expositionszeit. Die Laserleistung wurde mit Hilfe geeichter Photodioden gemessen, die Expositionszeit mit einem Speicheroszillographen aufgezeichnet. Der Fokusbereich wurde nicht variiert und betrug am Kaninchenfundus 380µm.

Die Genauigkeit der ophthalmoskopischen Messung der Läsionsdurchmesser betrug $\pm 50\mu\text{m}$. Die Durchmesser der weißen Kernzonen wurden unmittelbar nach Exposition gemessen; die innerhalb von zehn Minuten sich ausbildende Randzone wurde in diesem Zeitraum vermessen. Die Abbildungen 1 und 2 zeigen das Fundusbild von zwei Läsionsserien: Läsionsserie 1 mit 80mW Leistung und Variation der Expositionszeit zwischen 200ms und 1600ms und die Läsionsserie 3 mit 240mW Leistung und Variation der Expositionszeit zwischen 25ms und 800ms mit insgesamt zehn Einzelläsionen in der Regio makularis. Insbesondere die Läsionen 6, 8 und 10 lassen deutlich die weiße Kernzone und den grauen Rand erkennen.

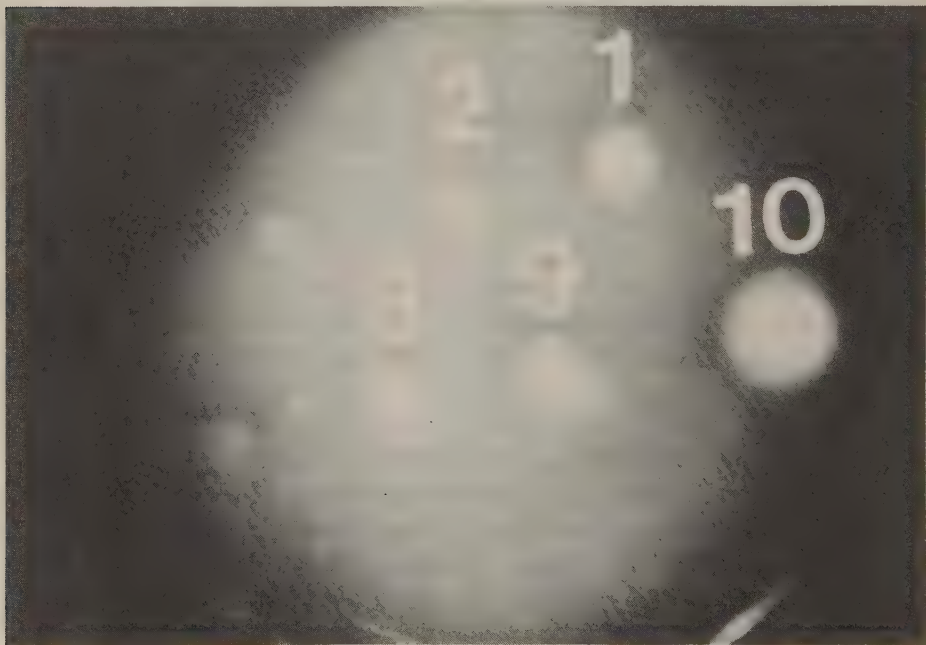


Abb. 1

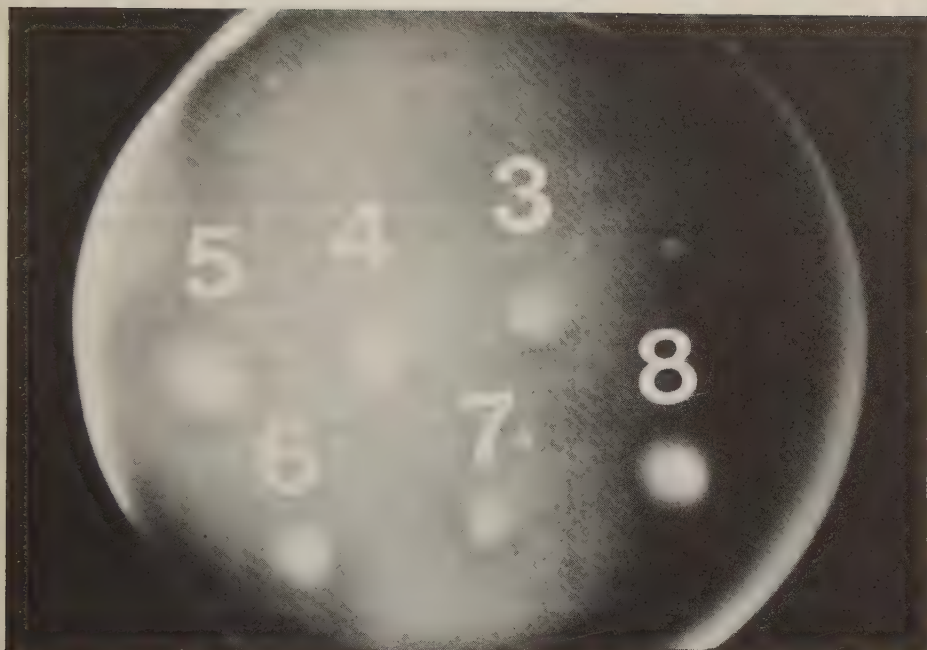


Abb. 2

Die Abbildungen 1 und 2 zeigen die Fundusphotos der Regio macularis mit den Läsionen der Serien 1 und 3. Die Läsion 10 läßt am deutlichsten die weiße Kernzone und den sie umgebenden grauen Rand erkennen.

Folgende Angaben über die ophthalmoskopisch sichtbaren Rand- und Kernzonen standen zur Verfügung:

Tab 1:

p:	t:	OK:	OR:
Leistung	Expositionszeit	ophthalmoskopische	ophthalmoskopische
(mW)	(ms)	Kernzone ($\pm 50\mu\text{m}$)	Randzone ($\pm 50\mu\text{m}$)

Serie 1:

80	200	grau	grau
80	400	grau	270
80	800	210	380
80	1600	250	400

Serie 2:

160	50	grau	290
160	100	290	420
160	200	330	460
160	400	420	590
160	800	460	590

Serie 3:

240	25	(42)?	270
240	50	190	330
240	100	290	420
240	200	360	500
240	400	480	670
240	800	540	670

Serie 4:

310	25	120	330
310	50	290	420
310	100	360	500
310	200	420	590

?: Kernzone nicht eindeutig zu erkennen, unter Vorbehalt vermessen

2.2. Beschreibung der histologischen Schnitte

Von den genannten Läsionen standen 1,5µm dünne histologische Schnitte zur Verfügung. Die Augen waren innerhalb eines Zeitraums von 90 Minuten nach Exposition enucleiert und mit 4%-igem Glutaraldehyd fixiert worden. Nach Einbettung in Eponharz wurden Schnittserien von den Zentren der Läsionen angefertigt.

Beim Vergleich der Schnitte durch die Zentren der Läsionen lassen sich gemeinsame Schadenscharakteristika feststellen. So weisen alle untersuchten Läsionen im Zentrum der Schädigung eine Zone ungestörter Schichtabfolge auf, umgeben von einem ödematösen Rand.

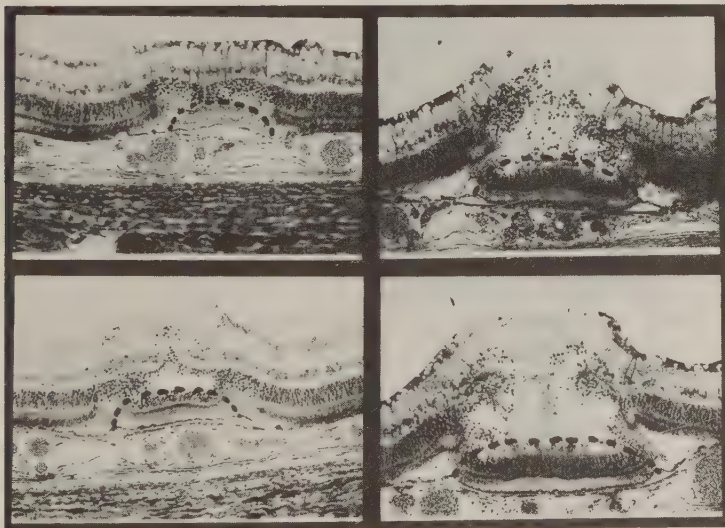


Abb.: 3 Läsionsserie 1: Fokusedurchmesser: 380µm, Leistung: 80mW

li. oben: t=200ms

li. unten: t=400ms

re. oben: t=800ms

re. unten: t=1600ms

Die gestrichelte Linie stellt die Grenze der Kernzone dar, die im Lichtmikroskop deutlich abgrenzbar in Erscheinung tritt

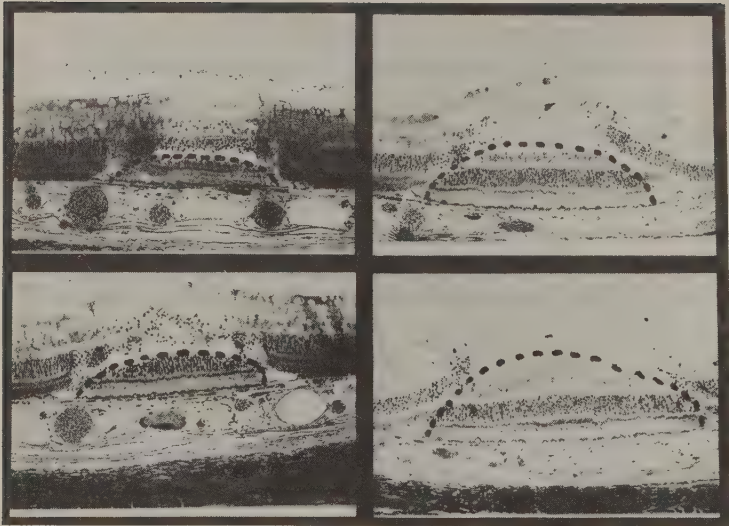


Abb.: 4

Läsionsserie 4: Fokusedurchmesser: 380 μ m, Leistung: 310mW

li. oben: t=25ms

li. unten: t=50ms

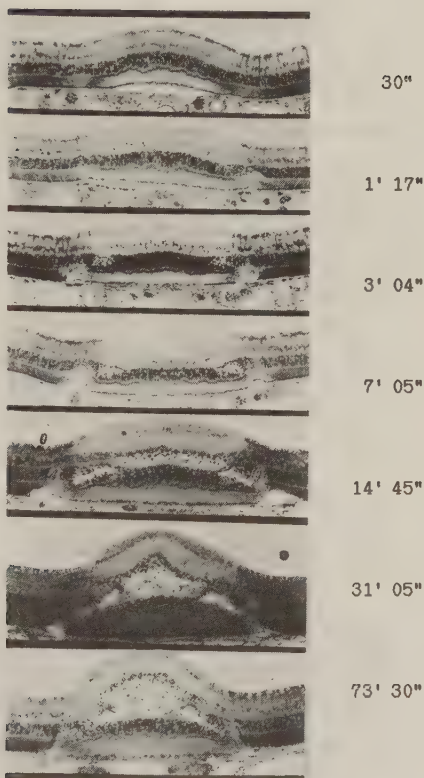
re. oben: t=100ms

re. unten: t=200ms

Diese Ödembildung findet, wie eine zeitlich unterschiedlich fixierte Läsionsserie von Lorenz, B. (1980) zeigt, in dem Zeitraum zwischen Exposition und Fixierung statt.

Abb.: 5

Zeitlich unterschiedlich
fixierte Läsionsserie
von Lorenz, B. (1980)



Während im Randbereich des Zentrums eine durch Ödembildung hervorgerufene Verformung stattfindet, erscheint das Zentrum der Läsion durch Hitzeschädigung fixiert. Aufgrund dieser Unschärfe im Randbereich des Zentrums der Läsion, kann als Kriterium für den Vergleich der Läsionsausdehnungen nur das Zentrum der Läsionen berücksichtigt werden.

2.3. Auswertung der Histologie

Unter der Annahme, daß die Läsionen in der Netzhautebene annähernd eine runde Ausdehnung aufweisen, wurden die durch das Zentrum gehenden Schnitte seriell im Lichtmikroskop mit Hilfe eines Meßokulars vermessen. Dieses Meßokular war durch einen Objektträger mit Meßskala geeicht worden. Aus den histologischen Schnitten wurden dabei zwei Maße ermittelt, nämlich die radiale Ausdehnung der Kernzone in der Ebene der Pigmente und die hierzu senkrecht stehende axiale Ausdehnung. Für die radiale Ausdehnung hat es sich als zweckmäßig erwiesen, als Meßgröße die Außensegmente der Photorezeptoren zu wählen.

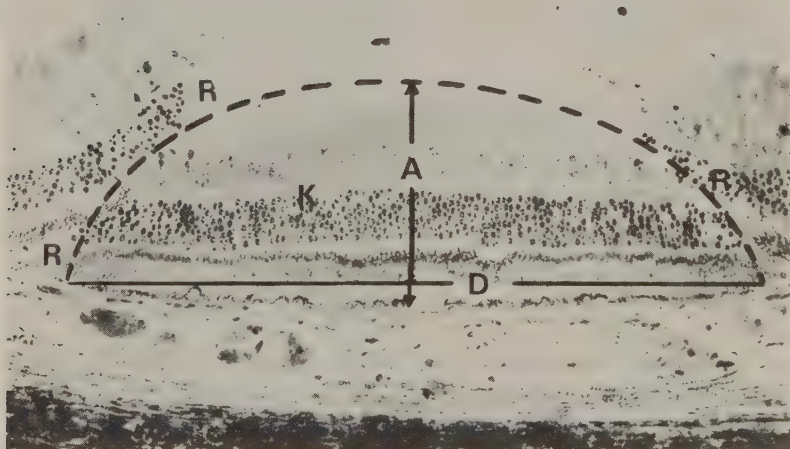


Abb.: 6 Abgrenzung der histologische Kernzone

K: Kernzone

D: Durchmesser der Kernzone

R: Randzone

A: axiale Ausdehnung der Kernzone

Als Grenzen für die axiale Ausdehnung der Kernzone wurde das Pigment-epithel und der Übergang der Kernzone in den ödematösen Randbereich festgelegt. Dabei erfolgte die Bestimmung des Durchmessers der Kernzone mit einer Genauigkeit von $\pm 20\mu\text{m}$, die axiale Ausdehnung der Kernzone mit einer Genauigkeit von $\pm 10\mu\text{m}$.

Durch die Form der Kernzone bot es sich an diese Schädigung durch eine Ellipse anzunähern und, unter der Annahme einer kreisförmigen Ausdehnung in der Netzhautebene, das Volumen des Rotationsellipsoids zu ermitteln, um Aussagen über die Volumenänderung der Kernzone in Abhängigkeit von der Expositionszeit machen zu können. Das Volumen des in der Netzhautebene geteilten Rotationsellipsoids läßt sich wie folgt berechnen:

$$V = 4/3\pi(D/2)^2 \cdot A$$

D: Durchmesser der Kernzone

A: axiale Ausdehnung der Kernzone

In der folgenden Tabelle sind die in der Histologie erkennbaren größten Durchmesser der Kernzonen, die axiale Ausdehnung der Kernzonen und die Berechnung des Volumens der Kernzonen zusammengestellt.

Tab.: 2

p: Leistung (mW)	t: Expositions- zeit (ms)	D: Durchmesser Kernzone ($\mu\text{m} \pm 20 \mu\text{m}$)	A: axiale Aus- dehnung ($\mu\text{m} \pm 10 \mu\text{m}$)	V: Kern- Volumen ($10^{-6} \mu\text{m}^3$)
---------------------	------------------------------	--	---	--

Serie 1:

80	200	160	43	0,6
80	400	215	61	1,5
80	800	305	93	4,5
80	1600	375	104	7,6

Serie 2:

160	50	280	64	2,6
160	100	270	68	2,5
160	200	390	88	6,9
160	400	520	150	21,0
160	800	560	168	27,3

Serie 3:

240	25	190	44	0,8
240	50	310	61	3,1
240	100	375	100	7,4
240	200	500	168	22,0
240	400	585	171	30,4
240	800	660	168	38,4

Serie 4:

310	25	310	46	2,3
310	50	340	68	4,1
310	100	445	125	13,0
310	200	535	164	24,7

Die ophthalmoskopisch gemessenen Durchmesser der grauen Randzonen und der weißen Kernzonen werden mit den in der Histologie bestimmten Kernzonen korreliert, um Aussagen über die Zuverlässigkeit der Abschätzung der histologischen Schädigung durch das ophthalmoskopische Erscheinungsbild treffen zu können. Nachdem sich gezeigt hat, daß die ophthalmoskopisch und histologisch bestimmten Durchmesser eng miteinander korrelieren, wurde die Abhängigkeit der Durchmesser der histologischen Kernzonen von der Variation der Laserleistung und der Expositionszeit dargestellt. Die Charakteristik dieser Abhängigkeit ist, wie die Korrelation der Läsionsvolumina der histologischen Kernzone mit der Expositionszeit zeigen wird, durch die annähernd konstante Volumenzunahme der histologischen Kernzone bei Verlängerung der Expositionszeit um gleiche Zeiteinheiten bestimmt.

3.1. Die Korrelation der ophthalmoskopisch erkennbare grauen Randzonen mit den histologisch bestimmten Kernzonen

Die Durchmesser der innerhalb von zehn Minuten sich ausbildenden grauen Randzone der neunzehn Einzelläsionen sind in der folgenden Darstellung mit den in der Histologie gemessenen Kernzonendurchmesser korreliert. Hierbei zeigt sich: 1. Es besteht eine enge Korrelation dieser Meßwerte mit einem Korrelationskoeffizienten von 0,96. 2. Bei schwachen Läsionen fallen die Durchmesser der grauen Randzonen im Vergleich mit den Durchmessern der histologischen Kernzonen um ca. 70µm größer aus, während bei den starken Läsionen nur eine geringe Abweichung zu erkennen ist.

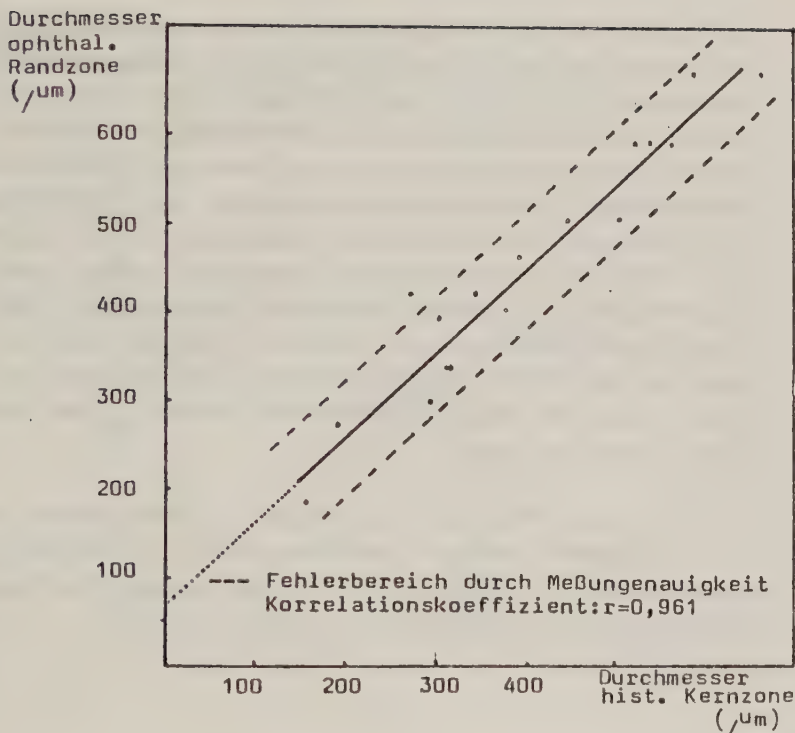


Abb. 7:

Korrelation der ophthalmoskopisch bestimmten Durchmesser der grauen Randzonen mit den Durchmessern der histologischen Kernzonen.

— Korrelationsgerade

3.2. Die Korrelation der ophthalmoskopisch erkennbaren weißen Kernzonen mit den histologisch bestimmten Kernzonen

Korreliert man die ophthalmoskopisch gemessenen Durchmesser der weißen Kernzonen mit den histologisch bestimmten Durchmessern der Kernzonen, so ergibt sich ein Korrelationskoeffizient von 0,93, der im Vergleich mit dem Korrelationskoeffizienten der Beziehung der Durchmesser der ophthalmoskopischen Randzonen zu den Durchmessern der histologischen Kernzonen deutlich kleiner ausfällt aber dennoch in einer Größenordnung liegt, der eindeutig die Abschätzung des Durchmessers der histologischen Kernzone über den Durchmesser der ophthalmoskopischen Kernzone zuläßt. Die Korrelationsgerade zeigt, daß die histologische Kernzone größer ist als die ophthalmoskopische Kernzone, so beträgt bei einem Durchmesser der ophthalmoskopischen Kernzone von $300\mu\text{m}$ die histologische Kernzone ca. $375\mu\text{m}$, bei einem Durchmesser der ophthalmoskopischen Kernzone von $500\mu\text{m}$ die histologische Kernzone ca. $600\mu\text{m}$.

Nicht eindeutig beurteilbar sind anscheinend schwache Läsionen, bei denen sich gerade die Weißfärbung auszubilden beginnt. So findet sich die schwächste Läsion der Serie 3 mit 240mW Leistung und 25ms Expositionszeit deutlich außerhalb des Fehlerbereichs durch die Meßgenauigkeit.

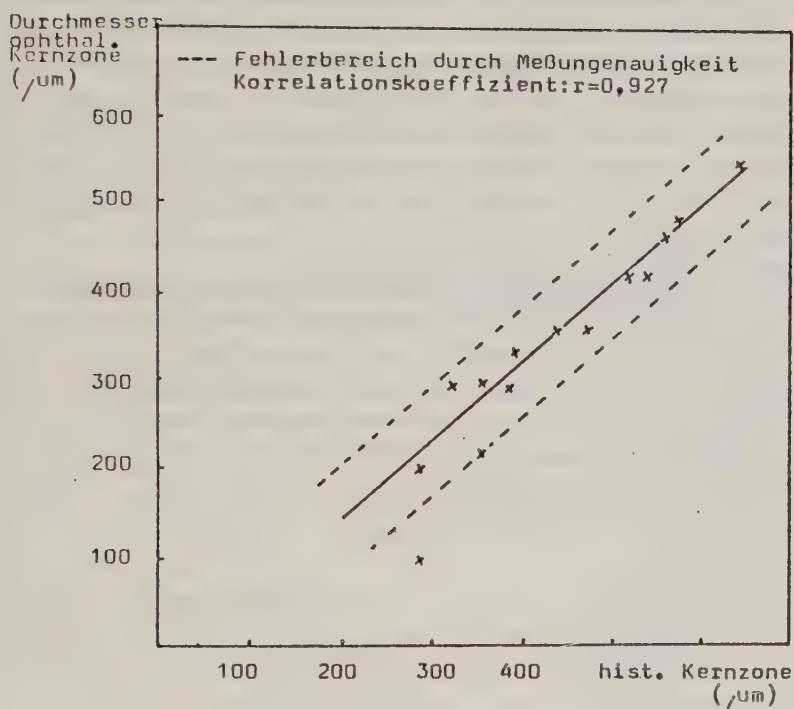


Abb. 8: Korrelation der ophthalmoskopisch bestimmten Durchmesser der weißen Kernzonen mit den Durchmessern der histologischen Kernzonen.

— Korrelationsgerade

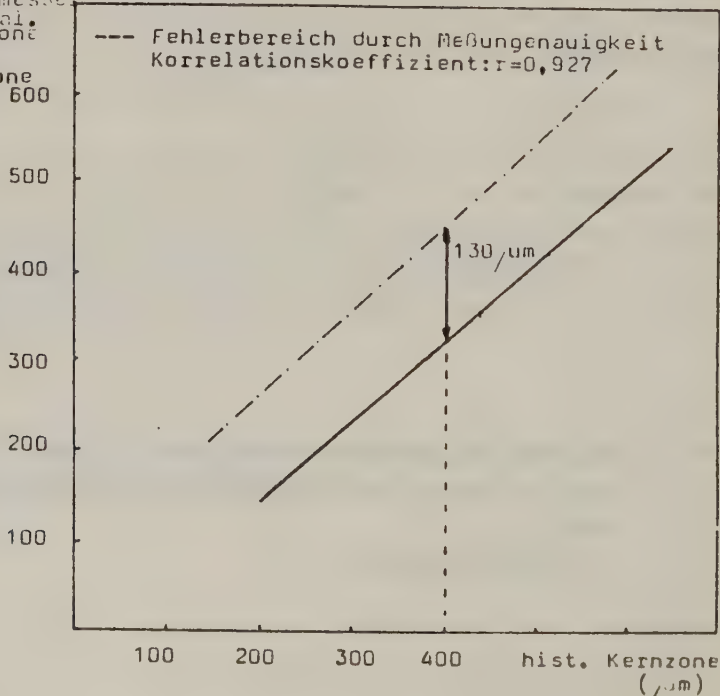
3.3. Vergleich der Korrelationsgeraden der Korrelationen: Durchmesser ophthalmoskopische Kernzonen bzw. Rand- zonen mit den histologischen Kernzonen

Die Darstellung der Korrelationsgeraden in der Abbildung 9 zeigt eine annähernde Parallelität dieser Geraden. Dies bedeutet, daß es sich bei den um die weißen Kernzonen sich ausbildenden grauen Randzonen um Zonen von annähernd konstanter Breite handelt. Der Abstand der beiden Korrelationsgeraden beträgt bei einem Durchmesser der histologischen Kernzone von $400\mu\text{m}$ ca. $130\mu\text{m}$. Die Breite der Randzone liegt demnach in einer Größenordnung von $65\mu\text{m}$ und ist nur unwesentlich von der Größe der Läsion abhängig.

Abb. 9: Vergleich der Korrelationsgeraden:

- Durchmesser weiße Kernzone-Durchmesser histologische Kernzone
- - - Durchmesser graue Randzone-Durchmesser histologische Kernzone

Durchmesser
ophthal.
Kernzone
bzw.
Randzone
(μm)



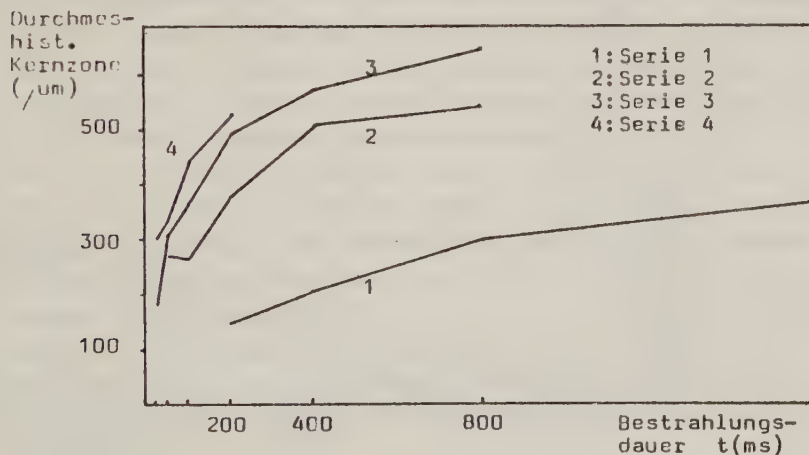
3.4. Die Abhängigkeit der histologisch bestimmten Kernzonen- durchmesser der Schädigung von der Bestrahlungsdauer

Die Bestimmung der ophthalmoskopisch erkennbaren weißen Kernzone bzw. grauen Randzone ist, wie erwähnt, nur mit einer Meßgenauigkeit von $\pm 50\mu\text{m}$ möglich. Die Kernzone der Läsion ist in der Histologie dagegen auf $\pm 20\mu\text{m}$ genau zu messen. Um zu prüfen, wie die ophthalmoskopisch und histologisch gemessenen Durchmesser der Läsionen von der Expositionszeit abhängen, genügt es, aufgrund der engen Korrelation der histologischen mit den ophthalmoskopischen Werten und der größeren Meßgenauigkeit in der Histologie die histologischen Daten auszuwerten.

In der folgenden Abb. 10, die die Abhängigkeit der histologischen Kernzonen von der Expositionszeit zeigt, ist zu erkennen, daß bei kurzen Expositionszeiten die Verlängerung der Expositionszeit um gleiche Zeitintervalle einen wesentlich größeren Einfluß auf die Zunahme der Durchmesser der Läsion hat als bei langen Expositionszeiten.

Abb. 10: Die Abhängigkeit der in der Histologie bestimmten Durchmesser der Kernzonen der Läsion von der Expositionszeit.

Serie 1: 80mW Leistung	200/400/800/1600ms	Expositionszeit
Serie 2: 160mW Leistung	50/100/200/400/800	ms Expositionszeit
Serie 3: 240mW Leistung	25/50/100/200/400/800	ms Expositionszeit
Serie 4: 310mW Leistung	25/50/100/200	ms Expositionszeit

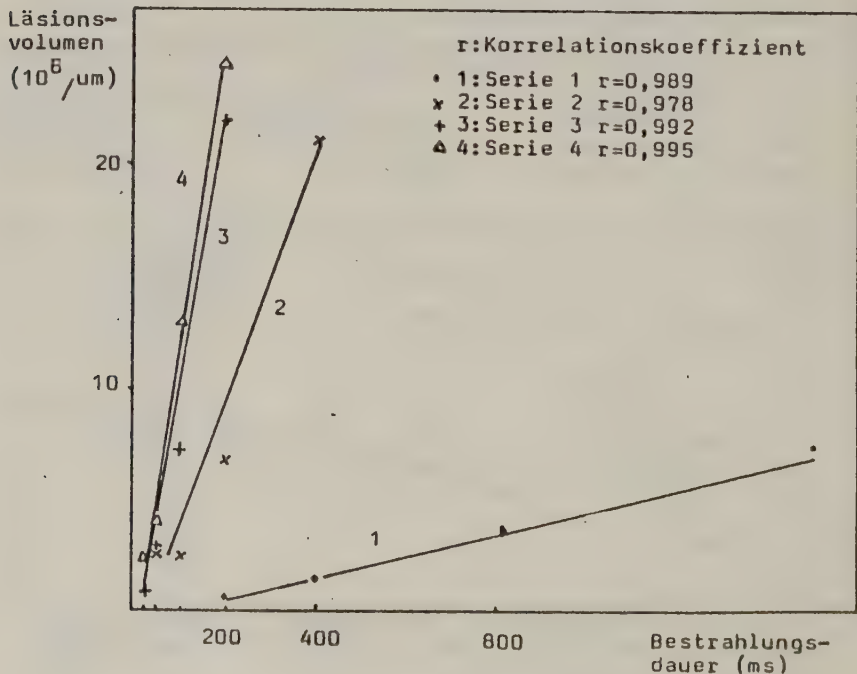


3.5. Die Korrelation der Läsionsvolumina der Kernzone der Schädigung in der Histologie mit der Expositionszeit

In der Abb. 11 sind die Schadensvolumina der histologischen Kernzonen, die näherungsweise über das erwähnte Rotationsellipsoid bestimmt wurden, mit den Expositionszeiten korreliert. Dieser Abbildung ist zu entnehmen: 1. Es besteht ein annähernd linearer Volumenzuwachs der histologischen Kernzone bei Verlängerung der Expositionszeit. 2. Bei hoher Laserleistung führt die Erhöhung der Leistung zu wesentlich größeren Volumenzuwachses des histologischen Kernschadens als bei niedriger Leistung.

Abb. 11: Korrelation der Läsionsvolumina der histologischen Kernzone
mit der Bestrahlungsdauer

Serie:	Leistung (mW)	Expositionszeit (ms)
1	80	200/400/800/1600
2	160	50/100/200/400
3	240	25/50/100/200
4	310	25/50/100/200



3.6. Diskussion der Ergebnisse

Anhand des Vergleichs der ophthalmoskopisch gemessenen Durchmesser der Weißfärbung und der grauen Randzone der Läsion mit den Durchmessern der histologischen Maximalschädigung konnte gezeigt werden, daß unter annähernd konstanten Absorptionsverhältnissen die Meßwerte eng miteinander korrelieren und somit der histologische Schaden durch die ophthalmoskopische Beurteilung abgeschätzt werden kann.

Daß die Läsionen tatsächlich unter annähernd konstanten Absorptionsverhältnissen gesetzt wurden zeigt die einheitliche Tendenz der Durchmesser der histologischen Kernzonen in Abhängigkeit von der Variation der Expositionszeit. Die Absorptionsverhältnisse waren optimiert: 1. Durch die Beschränkung der Meßwerte auf die beiden Augen eines Individuums, um die von Drechsel, E. (1980) beschriebene deutliche Streuung der Fokusgrößen bei verschiedenen Individuen nicht berücksichtigen zu müssen. 2. Durch die Beschränkung auf die Regio macularis, um den von Gabel, V.-P. (1979) gelegten Einfluß der Ortsabhängigkeit der Absorption des Pigmentepithels zu minimieren.

Die ophthalmoskopisch erkennbare weiße Kernzone, die sich, wie Messungen der Reflexionsänderung von Gabel, V.-P. (1979) zeigen, während der Koagulation auszubilden beginnt, ist das ophthalmoskopische Korrelat der Primärschädigung des Retinagewebes. Im Vergleich zu dem Durchmesser dieser Weißfärbung ist der Durchmesser der histologischen Maximalschädigung um ca. 70 bis 100 µm größer.

Bei schwachen Läsionen wurde diese Weißfärbung nicht beobachtet, dennoch war in der Histologie eine Zone maximaler Schädigung zu sehen. Bei diesen Läsionen hatte sich jedoch innerhalb von 5 bis 10 Minuten eine Graufärbung, vergleichbar mit der Graufärbung der ophthalmoskopische Randzone, eingestellt. Diese Graufärbung ist offensichtlich auf Ödembildung zurückzuführen. Es zeigt sich nämlich in der von Lorenz, B. (1980) zeitlich unterschiedlich fixierten Läsionsserie, daß die Ausbildung der grauen Randzone und die Ödembildung im gleichen Zeitraum und in der gleichen Lokalisation stattfindet. Diese graue Randzone ist ebenfalls ein zuverlässiges Maß zur Ab-

schätzung der histologischen Maximalschädigung. Die Durchmesser der histologischen Maximalschädigung sind um ca. 20 bis 70µm kleiner als die Durchmesser der grauen Randzonen. Für die grobe Abschätzung gilt, daß der Rand der histologischen Maximalschädigung im Bereich der grauen Randzone zu suchen ist.

Die Zunahme der in der Histologie gemessenen Durchmesser der Kernzonen bei Verlängerung der Expositionszeit wird durch die annähernd lineare Volumenzunahme der Kernzone bei Verlängerung der Expositionszeit bestimmt. Dies bedeutet, daß bei starken Läsionen die Veränderung der Expositionszeit einen wesentlich geringeren Einfluß auf die Veränderung des Läsionsdurchmessers hat als bei schwachen Läsionen. Die Bestimmung des Durchmessers der Weiß- bzw. Graufärbung der Läsion wird somit für den Operateur ein zunehmend unsicheres Maß für die Abschätzung der Bestrahlungsdauer, je stärker die Läsion ist.

In der vorliegenden Arbeit wurden die ophthalmoskopisch erkennbaren Durchmesser von Argonlaserläsionen in der Retina beider Augen eines Chinchillakaninchens mit den in der dazugehörigen Histologie gemessenen Durchmesser der Schadensausdehnung verglichen. Es standen hierfür vier Läsionsserien mit 19 Einzelläsionen zur Verfügung, wobei bei der Koagulation der jeweiligen Serie die Laserleistung konstant gehalten worden war. In den Versuchsprotokollen waren die entsprechenden Daten, Durchmesser der ophthalmoskopisch erkennbaren grauen Rand- und weißen Kernzone, Laserleistung und Expositionszeit festgehalten worden.

Nach der Bestimmung des größten in der Histologie erkennbaren Schadensdurchmessers der einzelnen Läsionen, wurden diese Durchmesser mit den entsprechenden ophthalmoskopisch gemessenen Durchmesser korreliert. Hierbei zeigte sich eine enge Korrelation der ophthalmoskopischen mit den histologischen Meßgrößen.

Ferner wurde die Abhängigkeit des Durchmessers der histologischen Kernzone von der Expositionszeit untersucht, die wie sich zeigte, durch die lineare Volumenzunahme der Kernzone bei Verlängerung der Expositionszeit bestimmt ist.

Literaturverzeichnis

1. Birngruber, R., Gabel, V.-P., Hillenkamp, F.: (1977)
Fundus Reflectometry: A Step towards Optimisation of the Retina Photo-coagulation
Mod. Probl. Ophthal., vol. 18, pp. 383-390, (Karger, Basel 1977)
2. Birngruber, R., Hillenkamp, F., Gabel, V.-P.: (1978)
Experimentelle und theoretische Untersuchungen zur thermischen Schädigung des Augenhintergrunds durch Laserleistung
Dissertation 1978, Universität Frankfurt/Main
3. Drechsel, E.: (1980)
Experimentelle Untersuchungen zu den Abbildungseigenschaften des Kaninchenauges
Intensitätsverteilung eines auf der Netzhaut fokussierten Laserstrahls
Dissertation 1980, LMU München
4. Duke-Elder, S. und McFaul, P. A.: (1972)
Injuries. Band 4, Teil 2 aus System of Ophthalmology
(Duke-Elder, Hrsg.), H. Kimpton, London, 1972
5. Friedmann, E. und Kuwabara, T.: (1968)
The retinal pigment epithelium. 4. The damaging effects of radiant energy.
Arch. Ophthal. 80: 265-279, 1978
6. Gabel, V.-P., Birngruber, R., Hillenkamp, F.: (1976)
Die Lichtabsorption am Augenhintergrund
GSF-Bericht A 55, München 1976
7. Gabel, V.-P., Birngruber, R., Weinberg, W.: (1979)
Comparison of Temperature Measurements and Fundus Reflectometry in Laser Coagulation
Mod. Probl. Ophthal., vol 20, pp. 169-173
(Karger, Basel 1979)
8. Geeraets, W. J., Williams, R. C., Chan, G., Ham jr., W. T.;
DuPont Guerrey III und Schmidt, F. H.: (1960)
The loss of light energy in retina and choroid
Arch. Ophthal. 158: 606-615, 1960
9. Geeraets, W. J., Williams, R. C., Chan, G., Ham jr., W. T.,
DuPont Guerrey III und Schmidt, F. H.: (1962)
The relative absorption of thermal energy in the retina and choroid
Invest. Ophthal. 1: 340-347, 1962

10. Geeraets, W. J., Ham Jr., W. T., Williams, R. C., Mueller, H. A.,
Burkhart, J. und Vos, J. J.: (1965)
Laser versus light coagulator: a fundusoscopic histologic study of
chorioretinal injury as a function of exposure time
Fed. Proc., Suppl. 14, 24: 48-61, 1965
11. Gorn, R. A., Kuwabara T.: (1967)
Retinal damage by visible light. A physiologic study
Arch. Ophthalm. 77: 115-118, 1967
12. Ham Jr., W. T., Wiesinger, H., Schmidt, F. H., Williams, R. C.,
Ruffin, R. S., Shaffer, M. C., DuPont Guerrey III: (1958)
Flash burns in the rabbit retina
Amer. J. Ophthalm. 46: 700-723, 1958
13. Hughes, A.: (1972)
A Schematic Eye for the Rabbit
Vision Res., 12, 123, 1972
14. Kuwabara, T., Gorn, R. A.: (1968)
Retinal damage by visible light. An electron microscopic study
Arch. Ophthalm. 79: 69-78, 1968
15. L'Esperance, F. A., Kelly, G. R.: (1969)
The threshold of retina to damage by argon laser radiation
Arch. Ophthalm., 81: 583-588, 1969
16. Lorenz, B.: (1980)
Die Abhängigkeit des morphologischen Erscheinungsbildes retinaler
Argonlaserkoagulationen von der Fixationstechnik
Vortrag bei der Tagung der Berliner Ophthalm. Gesellschaft, 6/7. 12. 1980
17. Marshall, J.: (1970)
Thermal and mechanical mechanisms in laser damage to the retina
Invest. Ophthalm. 9: 97-115, 1970
18. McPherson, A., Giraed, L. J., Hall, M.: (1967)
Fundoscopic and Histopathologic Changes Following Experimental
Coagulation by Various Methods
Mod. Probl. Ophthalm., 5: 398-413
(Karger, Basel/New York 1967)
19. Mellerio, J.: (1966)
The thermal nature of retinal laser photocoagulation
Exptl. Eye Res. 5: 242-248, 1966
20. Noell, W. K., Walker, V. S., Kang, B. S., Berman, S.: (1966)
Retinal damage by light in rats
Invest. Ophthalm. 5: 450- 473, 1966

21. Wallow, I. H. L., Tso, M. O. M.: (1973a)
Retinal repair after experimental xenon arc photocoagulation.
1. A comparison between rhesus monkey and rabbit
Amer. J. Ophthal. 75: 32-52, 1973
22. Wallow, I. H. L.: (1973b)
Netzhautreaktionen nach Intensivlichtbestrahlung. Experimentelle,
morphologische und klinische Untersuchungen über pathologische und
therapeutische Wirkungen von Laserlicht und von weißem Licht
Habilitationsschrift, München, 1973
23. Wallow, I. H. L., Birngruber, R., Gabel, V.-P., Hillenkamp, F.,
Lund, O.-E.: (1975)
Netzhautreaktionen nach Intensivlichtbestrahlung. Teil 1
Adv. Ophthal. 31, 159, 1975
24. Weinberg, W., Gabel, V.-P., Birngruber, R., Lorenz, B.,
Müller, W.: (1981)
Die zeitliche Entwicklung der Weißfärbung in Korrelation zur
Schadensausdehnung bei der Photokoagulation der Netzhaut
Ber. Dtsch. Ophthal. Ges. 78, Uveitis. Heidelberg, 1981

Lebenslauf

20. 10 49 geboren als Sohn des selbstständigen Bäckermeisters
Wilhelm Müller und der Hausfrau Luise Müller in Gun-
zenhausen
- Sept. 56 Eintritt in die Volksschule in Ansbach
- Sept. 61 Eintritt in die Oberrealschule in Gunzenhausen
- Sept. 63 Schulwechsel an das Holbeingymnasium in Augsburg
- Juni 71 Reifeprüfung am Holbeingymnasium
- Nov. 71 Aufnahme des Studiums für das Lehramt in den Fächern
Mathematik und Geographie an der LMU München
- Aug. 76 Beendigung der Zulassungsarbeit in Geographie
- Nov. 76 Beginn des Studiums der Humanmedizin an der LMU München
- Aug. 80 Beginn der Dissertation in der Humanmedizin an der
Augenklinik der LMU München
- Dez. 82 Erteilung der Approbation als Arzt
- Okt. 83 Assistenzarzt in der chirurgischen Abteilung Kreis-
krankenhaus Gunzenhausen
- Nov. 84 Wechsel auf die innere Abteilung Kreiskrankenhaus Gun-
zenhausen im Rahmen der Ausbildung zum Arzt für Allgemein-
medizin

